

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
7 octobre 2004 (07.10.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2004/085978 A2

(51) Classification internationale des brevets⁷ : G01J 3/00

Michel, Jean [FR/FR]; 6, rue Hoche, F-93420 Villepinte (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2004/000640

(74) Mandataires : BURBAUD, Eric etc.; Cabinet Plasseraud, 65/67, rue de la Victoire, F-75440 Paris Cedex 9 (FR).

(22) Date de dépôt international : 16 mars 2004 (16.03.2004)

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
03/03341 19 mars 2003 (19.03.2003) FR

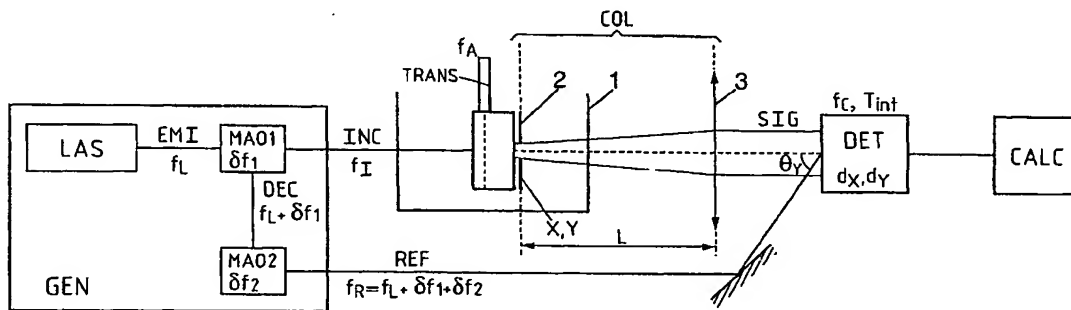
(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE CNRS [FR/FR]; 3, rue Michel-Ange, F-75794 Paris Cedex 6 (FR).

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: MEHTOD AND DEVICE FOR OPTO-ACOUSTICAL IMAGERY

(54) Titre : PROCEDE ET INSTALLATION D'IMAGERIE ACOUSTO-OPTIQUE



(57) Abstract: The inventive method for opto-acoustical imagery of an image object (OBJ) consists in a) generating an incident optical wave (INC) and a reference optical wave (REF) coherent therewith, b) oscillating the image object (OBJ) area at an acoustic frequency, c) sending the incident wave (INC) to said image object (OBJ), thereby generating a diffused signal wave (DIF), d) sending at least one part of said diffused signal wave (DIF) to a detection device (DET), e) sending the reference optical wave (REF) to the detection device (DET) avoiding the image object (OBJ), thereby generating an interferogram I (x, t), f) extracting digital information from said interferogram I (x, t), and in g) obtaining co-ordinates (U, V, W) from one measurement point of the image object (OBJ) associated to said digital information.

(57) Abrégé : Un procédé d'imagerie acousto-optique d'un objet à imager (OBJ) comprend les étapes consistant à (a) générer une onde optique incidente (INC), et une onde optique de référence (REF), cohérente avec l'onde incidente (INC), (b) faire vibrer à une fréquence acoustique une zone de l'objet à imager (OBJ), (c) appliquer l'onde incidente (INC) sur l'objet à imager (OBJ), et générer ainsi une onde signal diffusée (DIF), (d) appliquer au moins une partie de l'onde signal diffusée sur un dispositif de détection (DET), (e) appliquer l'onde de référence (REF) sur le dispositif de détection (DET) sans la faire passer à travers l'objet à imager (OBJ), ce qui génère un interférogramme I (x, t), (f) extraire de l'interférogramme I (x, t) une information numérique, et (g) obtenir les coordonnées (U, V, W) d'un point de mesure de l'objet à imager (OBJ) auquel l'information numérique est relative.

WO 2004/085978 A2



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Déclaration en vertu de la règle 4.17 :

- *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv)) pour US seulement*

Publiée :

- *sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport*

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

4/PR/15

10/549511

JC05 Rec'd PCT/PTO 19 SEP 2005

PROCEDE ET INSTALLATION D'IMAGERIE ACOUSTO-OPTIQUE

La présente invention est relative à un procédé et à une installation d'imagerie acousto-optique.

5 En imagerie acousto-optique, on détecte le battement d'un oscillateur local avec une composante acoustique d'une onde signal diffusée par un objet à imager, décalée en fréquence par la vibration à une fréquence acoustique d'un point dudit objet à imager dont
10 on cherche à obtenir une information de nature optique.

En imagerie acousto-optique mono pixel, la mesure du battement entre la composante de l'onde signal diffusée sans décalage de fréquence, qui sert d'oscillateur local, et la composante acoustique de l'onde signal, qui porte
15 l'information, présente un bruit important car la mesure dudit battement est effectuée en un seul point du plan de détection alors que ces deux composantes varient chacune de manière aléatoire dans ce plan. Il est nécessaire d'effectuer une sommation dans le temps du carré de
20 l'amplitude dudit battement pour obtenir une information présentant un meilleur rapport signal/bruit.

Pour pallier cet inconvénient, on peut utiliser un dispositif de détection multi pixels, en effectuant une sommation sur les pixels du dispositif de détection, plutôt
25 que dans le temps, tel que décrit dans « Ultrasonic tagging of photon paths in scattering media: parallel speckle modulation processing », Optics Letters, Vol. 24, No. 3, 1er février 1999, page 181. Dans ce cadre, il est nécessaire de moduler la puissance du laser à une fréquence
30 proche de la fréquence acoustique, de manière à ce que le battement entre la composante acoustique de l'onde signal, portant l'information, et la bande latérale de modulation (l'oscillateur local) soit de fréquence suffisamment basse pour être détecté par un dispositif de détection multi

pixels, qui possède en général une faible fréquence d'acquisition. Néanmoins, un problème majeur demeure, en ce que le poids de l'oscillateur local est en général trop faible. Le gain hétérodyne est alors trop faible pour
5 pouvoir effectuer une détection hétérodyne avec un bruit optimal.

La présente invention a notamment pour but de pallier ces inconvénients.

A cet effet, on prévoit selon l'invention, un
10 procédé d'imagerie acousto-optique d'un objet à imager comprenant les étapes consistant à :

(a) générer une onde optique incidente, de fréquence f_I , et une onde optique de référence, de fréquence f_R , cette onde de référence étant cohérente avec
15 l'onde incidente, et présentant avec elle une différence de phase $\phi_i(t)$ connue,

(b) faire vibrer dans une première direction d'objet et à une fréquence acoustique f_A , une zone de l'objet à imager à l'aide d'un dispositif générateur de
20 vibrations,

(c) appliquer ladite onde incidente sur l'objet à imager, et générer ainsi une onde signal diffusée,

(d) appliquer au moins une partie de l'onde signal diffusée sur un dispositif de détection,

25 (e) appliquer l'onde de référence sur le dispositif de détection sans la faire passer à travers l'objet à imager, ce qui génère au point \underline{r} du dispositif de détection un interférogramme $I(\underline{r}, t)$ variant au cours du temps t ,

(f) extraire de l'interférogramme $I(\underline{r}, t)$ une
30 information numérique, et

(g) obtenir les coordonnées d'un point de mesure de l'objet à imager, auquel l'information numérique est relative.

On évite ainsi que l'onde de référence, qui sert d'oscillateur local, traverse l'objet à imager. Ceci permet d'avoir un niveau suffisant d'oscillateur local, et d'extraire, avec un meilleur rapport signal/bruit, des informations utiles relatives au point de mesure par exemple à des fins d'imagerie, en particulier d'imagerie médicale. De plus, ce procédé d'imagerie permet d'obtenir un signal exploitable même avec de faibles puissances acoustiques ou optiques, par exemple compatibles avec les normes de sécurité pour les tissus imagés associées à l'imagerie médicale.

Dans des modes de réalisation préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- 15 - au cours de l'étape (f), on détecte une composante acoustique de la partie de l'onde signal diffusée appliquée sur le dispositif de détection, cette composante acoustique étant à une fréquence correspondant à la somme de la fréquence f_I de l'onde incidente et d'un harmonique de la fréquence acoustique f_A ($f_I \pm H.f_A$, H entier non nul) ;
- 20 - au cours de l'étape (a), on génère ladite onde de référence à une fréquence f_R égale ou sensiblement égale à la somme de la fréquence f_I de l'onde incidente et dudit harmonique de la fréquence acoustique f_A ($f_R \approx f_I \pm H.f_A$, H entier non nul) ;
- 25 - au cours de l'étape (b), on génère une onde acoustique focalisée en un point focal situé dans l'objet à imager et au cours de l'étape (g), on obtient les coordonnées du point de mesure, comme étant les coordonnées dudit point focal ;
- 30 - on répète les étapes (a) à (g) pour différents points focaux de l'onde acoustique dans l'objet à imager,

ces différents points focaux étant alignés suivant la première direction d'objet ;

- au cours d'une première itération, on effectue les étapes (a) à (f) pour une première fréquence f_A de l'onde acoustique et une première fréquence f_R de l'onde de référence, au cours d'au moins une deuxième itération, on répète les étapes (a) à (f) pour une deuxième fréquence f'_A de l'onde acoustique et une deuxième fréquence f'_R de l'onde de référence, ces deuxièmes fréquences étant codées respectivement avec les premières fréquences, le procédé comprenant en outre une étape au cours de laquelle :

(f') on obtient au moins une information numérique en décodant lesdites informations numériques obtenues au cours des étapes (f) de chaque itération en fonction des fréquences utilisées,

et, au cours de l'étape (g), on obtient les coordonnées d'au moins un point de mesure de l'objet à imager auquel l'information numérique obtenue au cours de l'étape (f') est relative, en décodant lesdites informations numériques obtenues au cours des étapes (f) de chaque itération en fonction des fréquences utilisées ;

- on effectue la suite d'opérations suivantes :

. on effectue un balayage de la fréquence de l'onde acoustique, qui est focalisée sur un intervalle de points de coordonnées $([U-Dx, U+Dx], V, W)$ étendu autour du point de coordonnées (U, V, W) suivant la première direction d'objet,

. on effectue conjointement un balayage de la fréquence f_R de l'onde de référence de manière à maintenir f_R sensiblement égale ou égale à $f_I \pm H.f_A$, H étant un entier non nul,

. on enregistre pour chaque pixel \underline{r} et pour chaque fréquence f_A un interférogramme $I(f_A, V, W, \underline{r})$

associé à l'ensemble des points $([U-Dx, U+Dx], V, W)$ de l'intervalle étendu,

. on effectue, pour chaque pixel \underline{r} , une transformation de Fourier 1D fréquence \rightarrow temps suivant la
5 fréquence f_A de l'interférogramme $I(f_A, V, W, \underline{r})$, et

. on obtient au moins un interférogramme $I(\underline{r})$ associé au moins à un point de mesure de coordonnées (U', V, W) en remplaçant le temps obtenu après la transformée de Fourier par la cote U' suivant la première direction
10 d'objet à l'aide de la vitesse de propagation de l'onde acoustique dans l'objet à imager (U' valant éventuellement U) ;

- on répète au moins les étapes (a) à (g) après avoir imposé un déplacement du dispositif générateur de
15 vibrations relativement à l'objet à imager selon une direction non parallèle à la première direction d'objet de l'objet à imager ;

- au cours de l'étape (f), on estime l'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$ de la composante acoustique à partir de
20 l'interférogramme $I(\underline{r}, t)$;

- le dispositif de détection utilisé est un détecteur mono-pixel et, au cours de l'étape (f), on obtient l'information numérique comme étant l'intensité du champ d'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$ diffusé par l'objet ;

25 - le dispositif de détection utilisé est un détecteur multi-pixels, et au cours de l'étape (f), on extrait l'information numérique comme étant la somme sur au moins une partie des pixels \underline{r} du dispositif de détection de l'intensité du champ d'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$ diffusé par
30 l'objet ;

- au cours de l'étape (d) on utilise un dispositif de filtrage spatial, de manière à limiter, suivant au moins une direction, l'étendue angulaire de la partie de l'onde signal diffusée qui est vue par chaque

pixel du dispositif de détection (on peut définir ainsi une direction angulaire moyenne pour la partie de l'onde signal diffusée qui est vue par chaque pixel du dispositif de détection) ;

5 - on utilise un dispositif de filtrage spatial comprenant un diaphragme, de dimensions X selon une première direction de diaphragme et Y selon une troisième direction de diaphragme, et une lentille de focale L, de foyer objet situé directement en aval de l'objet à imager
10 pour limiter l'étendue angulaire de la partie de l'onde signal diffusée qui est vue par chaque pixel du dispositif de détection, et l'onde de référence appliquée sur le dispositif de détection est globalement une onde plane (la direction d'application de l'onde acoustique, de l'onde
15 incidente, et les directions du diaphragme ne sont pas nécessairement liées) ;

 - on utilise un dispositif de filtrage spatial comprenant un diaphragme de dimensions X selon la première direction de diaphragme et Y selon la troisième direction
20 de diaphragme, disposé entre l'objet à imager et le dispositif de détection à une distance L de celui-ci, pour limiter l'étendue angulaire de la partie de l'onde signal diffusée qui est vue par chaque pixel du dispositif de détection, et l'onde de référence appliquée sur le
25 dispositif de détection est une onde sphérique issue d'un point source situé dans le plan du diaphragme (la direction d'application de l'onde acoustique, de l'onde incidente, et les directions du diaphragme ne sont pas nécessairement liées) ;

30 - l'onde de référence et l'onde signal diffusée interfèrent sur le dispositif de détection en formant un angle θ_y non nul, θ_y étant mesuré dans le plan d'incidence de ces deux ondes sur le dispositif de détection ;

- le dispositif de détection utilisé est un détecteur multi-pixels, et on isole la partie de la composante acoustique, d'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$, qui varie rapidement dans l'espace dans le plan du dispositif de détection (le dispositif de détection est dans un plan quasi-orthogonal à la direction de l'onde de référence, et la partie qu'on cherche à isoler correspond aux composantes de l'interférogramme $I(\underline{r})$ qui varient rapidement dans l'espace et lentement dans le temps) ;

10. - le dispositif de détection comporte des pixels disposés en matrice comprenant des lignes selon une première direction de détecteur et des colonnes selon une troisième direction de détecteur, et l'étape (f) comprend les étapes suivantes :

15 (f1) on fait pour au moins une ligne ou une colonne une transformée de Fourier à une dimension le long de cette ligne ou colonne du dispositif de détection vers l'espace des vecteurs d'onde, de l'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$, et on obtient ainsi pour cette ligne ou colonne un
20 champ $TF_1 E_s(\underline{k})$,

(f2) on définit plusieurs zones de sommation dans l'espace des vecteurs d'onde,

(f3) on somme dans au moins une zone les intensités du champ $TF_1 E_s(\underline{k})$ en chaque point \underline{k} de cette
25 zone, et

(f4) on extrait l'information numérique comme étant une combinaison linéaire des sommes ainsi obtenues en chaque zone (cette combinaison linéaire ne comprenant éventuellement qu'un seul terme) ;

30 - le dispositif de détection comporte des pixels disposés en matrice comprenant des lignes selon une première direction de détecteur et des colonnes selon une troisième direction de détecteur, et l'étape (f) comprend les étapes suivantes :

(f1) on fait une transformée de Fourier à deux dimensions de l'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$, depuis le plan du dispositif de détection vers l'espace des vecteurs d'onde, et on obtient ainsi un champ $TF_2 E_s(\underline{k})$,

5 (f2) on définit plusieurs zones de sommation dans l'espace des vecteurs d'onde,

(f3) on somme dans au moins une zone les intensités du champ $TF_2 E_s(\underline{k})$ en chaque point \underline{k} de cette zone, et

10 (f4) on extrait l'information numérique comme étant une combinaison linéaire des sommes ainsi obtenues en chaque zone (cette combinaison linéaire ne comprenant éventuellement qu'un seul terme) ;

- l'angle θ_y est environ égal à $3Y/2L$, au cours
15 de l'étape (f2), on définit une première zone de sommation, dite zone centrale, une deuxième zone de sommation, dite zone de gauche, et une troisième zone de sommation dite zone de droite et, au cours de l'étape (f4), on extrait l'information numérique comme étant une combinaison
20 linéaire de la valeur de la somme de la zone de gauche et de la somme de la zone de droite (cette combinaison linéaire ne comprenant éventuellement qu'un seul terme) ;

- au cours de l'étape (a),
. une source laser de longueur d'onde λ , émet
25 une onde d'émission, de fréquence f_L ,

. des moyens de modulation d'amplitude de l'onde d'émission, génèrent une onde porteuse de fréquence incidente f_I , et au moins une bande latérale de modulation d'amplitude, qui correspond à une onde de fréquence f_R ,

30 . un miroir semi réfléchissant, transmet une partie de l'onde bande latérale et une partie de l'onde porteuse formant l'onde incidente, et réfléchit une partie de l'onde porteuse et une partie de l'onde bande latérale formant l'onde de référence ;

- au cours de l'étape (a),
 - . une source laser de longueur d'onde λ , émet une onde d'émission, de fréquence f_L ,
 - . un premier modulateur acousto-optique
 - 5 transmet une partie de l'onde d'émission pour former l'onde incidente sur l'objet à imager, et génère de plus une première onde décalée en fréquence, dont la fréquence est décalée d'une valeur δf_1 , éventuellement négative, par rapport à l'onde d'émission, et
 - 10 . un deuxième modulateur acousto-optique intercepte la première onde décalée en fréquence et génère une deuxième onde décalée en fréquence, dont la fréquence est décalée d'une valeur δf_2 , éventuellement négative, par rapport à l'onde décalée, la deuxième onde décalée en
 - 15 fréquence formant l'onde de référence, dont la fréquence est ainsi décalée en fréquence par rapport à l'onde incidente d'une valeur $\delta f = \delta f_1 + \delta f_2$, déterminant ainsi une différence de phase $\varphi_1(t)$ connue entre ces deux ondes ; (le plus souvent δf_1 et δf_2 sont de signe opposé)
- 20 - au cours de l'étape (a), deux sources laser indépendantes, verrouillées en phase par un asservissement électronique, génèrent les ondes incidente et de référence, présentant une différence de phase $\varphi_1(t)$ connue entre elles.
- 25 . - au cours de l'étape (a),
 - . une source laser de longueur d'onde λ , émet une onde d'émission, de fréquence f_L ,
 - . un miroir semi réfléchissant transmet une partie de l'onde d'émission pour former l'onde incidente
 - 30 sur l'objet à imager, et transmet une deuxième partie de l'onde d'émission,
 - . un premier modulateur acousto-optique intercepte la deuxième partie de l'onde d'émission et génère une première onde décalée en fréquence, de fréquence

décalée d'une valeur δf_1 , éventuellement négative, par rapport à l'onde d'émission, et

. un deuxième modulateur acousto-optique intercepte la première onde décalée en fréquence et génère
5 une deuxième onde décalée en fréquence, dont la fréquence est décalée d'une valeur δf_2 , éventuellement négative, par rapport à l'onde décalée, la deuxième onde décalée en fréquence formant l'onde de référence, dont la fréquence est ainsi décalée en fréquence par rapport à l'onde
10 incidente d'une valeur $\delta f = \delta f_1 + \delta f_2$, déterminant ainsi une différence de phase $\phi_i(t)$ connue entre ces deux ondes ; (le plus souvent δf_1 et δf_2 sont de signe opposé)

- l'objet à imager est un tissu biologique ;
- le dispositif générateur de vibrations est
15 utilisé pour obtenir une information acoustique de la zone de l'objet à imager, et l'information numérique extraite à l'étape (f) est utilisée conjointement à ladite information acoustique.

Selon un autre aspect, l'invention concerne une
20 installation d'imagerie acousto-optique d'un objet à imager (OBJ) comprenant :

- des moyens pour générer une onde optique incidente, de fréquence f_i , et une onde optique de référence de fréquence f_R , cette onde de référence étant
25 cohérente avec l'onde incidente et présentant avec elle une différence de phase $\phi_i(t)$ connue,
- un dispositif générateur de vibration pour faire vibrer dans une première direction d'objet et à une fréquence acoustique f_A une zone de l'objet à imager,
- 30 - des moyens pour appliquer ladite onde incidente sur l'objet à imager, générant ainsi une onde signal diffusée,
- un dispositif de détection,

- des moyens pour appliquer au moins une partie de cette onde signal diffusée sur le dispositif de détection,

- des moyens pour appliquer l'onde de référence
5 sur le dispositif de détection sans la faire passer à travers l'objet à imager, ce qui génère au point \underline{r} du dispositif de détection un interférogramme $I(\underline{r}, t)$ variant au cours du temps t , et

- des moyens pour extraire de l'interférogramme
10 une information numérique et les coordonnées d'un point de mesure de l'objet à imager, auquel l'information numérique est relative.

Dans des modes de réalisation préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre
15 à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- l'installation comprend en outre les éléments suivants :

. des moyens pour visualiser ladite information numérique relative audit point de mesure de
20 l'objet à imager, et

. des moyens pour déplacer l'objet à imager ;

- l'installation comprend en outre un dispositif de filtrage spatial, situé en aval de l'objet à imager.

D'autres aspects, buts et avantages de l'invention
25 apparaîtront à la lecture de la description de plusieurs de ses modes de réalisation donnés à titre d'exemples non limitatifs.

L'invention sera également mieux comprise à l'aide des dessins, sur lesquels :

30 - la figure 1 décrit un premier exemple de mise en œuvre du procédé selon la présente invention,

- la figure 2 est un schéma détaillé d'un exemple du dispositif de génération de deux ondes cohérentes selon la présente invention,

- les figures 3 et 4 sont des graphiques représentant la différence de phase entre deux ondes cohérentes en fonction du temps, de façon générale et dans un cas particulier,

5 - la figure 5 décrit le premier exemple de mise en œuvre du procédé selon la présente invention avec le dispositif de génération de la figure 2,

- la figure 6 représente une cartographie du signal obtenu,

10 - la figure 7 représente un deuxième exemple de mise en œuvre du procédé selon la présente invention,

- la figure 8 est un schéma détaillé d'un autre exemple du dispositif de génération de deux ondes cohérentes selon la présente invention,

15 - la figure 9 représente un détail d'un troisième mode de réalisation de l'invention, et

- la figure 10 représente la face arrière du diaphragme utilisé dans le troisième mode de réalisation.

La figure 1 montre un dispositif de génération
20 d'ondes GEN, qui génère :

- une onde optique incidente INC, de longueur d'onde λ , de fréquence f_i , appliquée sur un objet à imager OBJ, et

25 - une onde optique de référence REF de fréquence f_R .

Les ondes incidente INC et de référence REF sont cohérentes entre elles et présentent une différence de phase $\phi_i(t)$ connue. Ces ondes optiques peuvent être émises dans le domaine visible, ou éventuellement dans
30 l'infrarouge ou l'ultraviolet.

Le dispositif de génération GEN est réglé de manière à ce que l'onde de référence REF soit décalée en fréquence par rapport à l'onde incidente d'une valeur égale à δf .

Il existe de nombreuses possibilités pour réaliser un tel dispositif de génération, et on peut par exemple utiliser un dispositif de génération tel que représenté sur la figure 2. Ce dispositif de génération comprend :

- 5 - une source laser LAS émettant une onde optique d'émission EMI à la fréquence f_L ,
- un premier modulateur acousto-optique MAO1 transmettant une partie de l'onde d'émission EMI pour former l'onde incidente INC à la fréquence f_I , et générant
10 en outre une onde DEC décalée de δf_1 en fréquence, et
- un deuxième modulateur acousto-optique MAO2 interceptant l'onde DEC décalée en fréquence, de fréquence $f_L + \delta f_1$, afin de décaler à nouveau cette onde d'une fréquence δf_2 pour générer ainsi une onde de référence REF
15 à la fréquence $f_R = f_L + \delta f_1 + \delta f_2$, δf_1 et/ou δf_2 étant éventuellement négatif (δf_1 et δf_2 sont le plus souvent de signe opposé).

Ces modulateurs acousto-optiques MAO1 et MAO2 sont par exemples constitués d'une cellule acousto-optique de
20 dioxyde de Tellurium (TeO_2), orientée selon un angle donné avec l'onde qui lui est appliquée, à savoir l'onde d'émission EMI et l'onde décalée DEC respectivement, et vibrant sous l'action d'un générateur haute fréquence, de fréquence δf_1 et δf_2 respectivement, et transmettent à la
25 fois un faisceau non diffracté et un faisceau diffracté décalé en fréquence. Les deux modulateurs acousto-optiques MAO1 et MAO2 effectuant le décalage en fréquence de l'onde de référence REF par rapport à l'onde laser ont par exemple des fréquences voisines de 80 MHz, de sorte que ces deux
30 ondes peuvent être décalées entre elles par un décalage en fréquence $\delta f = \delta f_1 + \delta f_2$, qui peut être fixé entre quelques hertz et quelques dizaines de mégahertz environ.

En variante, il est également possible d'utiliser un autre dispositif de génération (non représenté) où l'on

extrait l'onde incidente INC de la source laser LAS à l'aide d'un miroir semi transparent (ou tout autre dispositif) placé en amont du premier modulateur acousto-optique MAO1, qui génère alors l'onde décalée DEC à partir
5 de la partie de l'onde incidente transmise par le miroir semi transparent (ou tout autre dispositif analogue placé entre la source laser LAS et le premier modulateur acousto-optique).

On peut éventuellement aussi utiliser deux sources
10 laser indépendantes, verrouillées en phase par un asservissement électronique, et générant des ondes incidente INC et de référence REF présentant une différence de phase $\phi_i(t)$ connue entre elles.

Dans ces modes de réalisation d'un dispositif de
15 génération, la (ou les) source laser LAS peut par exemple comporter une diode laser stabilisée par une cavité externe avec réseau, émettant une onde laser EMI de longueur d'onde $\lambda = 850$ nm et délivrant une puissance maximum de 20 mW pour un courant de 65 mA. On peut éventuellement utiliser une
20 puissance dudit laser d'environ 15 mW ce qui, en tenant compte des pertes optiques, donne dans cet exemple une puissance d'environ 7 mW de l'onde incidente INC sur l'objet à imager OBJ.

Les deux ondes obtenues ainsi, l'onde incidente INC
25 à la fréquence f_i et l'onde de référence REF à la fréquence f_R sont ainsi deux ondes cohérentes décalées en fréquence d'une valeur $\delta f = \delta f_1 + \delta f_2$. Il est ainsi possible de contrôler la différence de phase $\phi_i(t)$ entre ces deux ondes.

30 La figure 5 représente le premier mode de réalisation de l'invention avec le dispositif de génération GEN de la figure 2.

L'objet à imager OBJ sur lequel est appliquée l'onde incidente INC est un objet diffusant pour les ondes

optiques, par exemple un échantillon de tissu biologique. Dans l'exemple considéré, cet échantillon peut par exemple présenter une épaisseur d'environ 20 mm dans la direction de propagation de l'onde incidente INC.

5 Cet échantillon peut notamment être comprimé entre une plaque avant et une plaque aval, perpendiculaires à la direction de propagation de l'onde incidente INC, ces deux plaques faisant partie d'un porte-échantillon (non représenté).

10 La plaque amont est par exemple entièrement transparente et réalisée notamment en PMMA (Plexiglas ®), tandis que la plaque aval peut être par exemple opaque et réalisée notamment en bakélite noire. Cette plaque arrière est percée par exemple d'un trou circulaire de diamètre
15 environ $X = 20$ mm.

On réalise un couplage acoustique entre l'objet à imager OBJ et un dispositif générateur de vibrations TRANS situé à l'extérieur de l'objet. A cet effet, l'objet à imager OBJ et son porte-échantillon peuvent être installés
20 au centre d'une cuve 1, par exemple de 180 mm de diamètre et de 150 mm de hauteur. Cette cuve peut être munie de fenêtres planes en verre de 60 mm de diamètre, distantes de 240 mm, et peut éventuellement être remplie de liquide servant à accomplir le couplage acoustique entre l'objet à
25 imager OBJ et le dispositif générateur de vibrations TRANS.

Si l'objet à imager OBJ ne peut être immergé, ou pour tout autre raison, d'autres moyens, connus de l'homme de métier, peuvent être utilisés pour garantir le couplage acoustique. On peut par exemple monter le dispositif
30 générateur de vibrations directement sur l'objet à imager OBJ.

Le dispositif générateur de vibrations TRANS peut être un transducteur PZT possédant une fréquence de vibration acoustique $f_A = 2,2$ MHz, et une focale variable

fixée par exemple à 75 mm. Il est excité par exemple par un signal sinusoïdal produit à une puissance maximale de 22 dBm sur 50 Ω , soit 6,3 Vcc, inoffensive pour les tissus biologiques. On peut éventuellement utiliser une puissance maximale différente, par exemple de l'ordre de 34 dBm ou autre.

Ce dispositif générateur de vibrations est orienté le long d'une première direction de l'objet x_0 , et émet une onde acoustique de fréquence f_A le long de cette première direction de l'objet x_0 . Le dispositif générateur de vibrations TRANS fait alors vibrer à la fréquence f_A une zone (Dx, Dy, Dz) de l'objet à imager, centrée sur un point de coordonnées (U, V, W) dont on cherche à obtenir une information. L'étendue (Dy, Dz) de la zone d'objet vibrant correspond environ à la dimension de la zone focale de l'onde acoustique, suivant les directions transverses y et z, c'est-à-dire dans le plan normal à la direction de propagation x_0 de l'onde acoustique émise par le transducteur. Dans ce plan, la zone focale est centrée en (V, W). U correspond à la distance entre le transducteur acoustique et le point focal de celui-ci le long de la direction de propagation de l'onde acoustique. Autour de ce point focal, une certaine zone, d'étendue Dx variable en fonction du type de transducteur utilisé et de la nature de l'objet à imager, entre autres, vibre à la fréquence acoustique f_A . Ainsi, la position et l'orientation du transducteur et la position de son point focal déterminent un point de mesure de l'objet à imager OBJ, de coordonnées (U, V, W).

L'onde incidente INC est appliquée sur l'objet à imager OBJ, selon une deuxième direction d'objet z_0 , éventuellement identique à la première direction d'objet x_0 , pour former une onde signal diffusée DIF qui est diffusée par l'objet dans toutes les directions. A

l'intérieur de l'objet à imager OBJ, une partie de l'onde traverse la zone (Dx, Dy, Dz) de l'objet à imager OBJ vibrant à la fréquence acoustique f_A . Le mouvement des points de l'objet susceptibles de diffuser génère une modulation à la fréquence acoustique f_A de la phase de l'onde diffusée. La vibration produit en outre une modulation de l'indice optique du milieu (également à la fréquence f_A). Ces deux effets se traduisent par la génération d'une bande latérale acoustique décalée en fréquence de f_A vis-à-vis de l'onde incidente de fréquence f_I qui traverse le milieu. L'onde signal diffusée DIF possède donc une composante acoustique décalée en fréquence de fréquence $f_{OA} = f_I \pm H.f_A$ (où $H = 1, 2, \dots$ est le rang harmonique, en général $H = 1$). Le principe de l'imagerie acousto-optique consiste alors à détecter sur un dispositif de détection DET cette composante acoustique de l'onde signal diffusée par l'objet, en faisant interférer cette composante acoustique de l'onde signal diffusée avec un oscillateur local de fréquence voisine. Ceci est effectué selon l'invention, en utilisant l'onde de référence REF ne passant pas à travers l'objet à imager OBJ, comme oscillateur local pour le dispositif de détection.

Le dispositif de détection présente au moins une cellule de détection dans un plan x_D, y_D quasiment normal à la direction d'observation z_D (dans les exemples illustratifs donnés sur les figures, x_D, y_D, z_D correspondent à x_0, y_0, z_0).

On peut utiliser un dispositif de détection DET multi pixel, par exemple une caméra CCD numérique (12 bits) constituée de $1\,280 \times 1\,024$ pixels carrés de taille $d_x = d_y = 6,7 \mu\text{m}$. La caméra CCD est choisie pour avoir un rendement quantique suffisant pour une onde à 850 nm, par exemple de 5 % ou plus. La caméra peut être de type « full frame »

(non entrelacé) ou à transfert de trame, avec une fréquence de détection par exemple de $f_c = 12,5$ Hz.

Un dispositif est utilisé pour faire interférer sur le dispositif de détection DET l'onde signal diffusée DIF
5 issue de l'objet à imager OBJ et l'onde de référence REF. Pour effectuer une détection efficace sur des pixels de dimension finie il faut que ces deux ondes soient quasiment colinéaires (formant un angle de 5° au maximum). On peut utiliser par exemple une lame semi réfléchissante ou un
10 prisme séparateur de faisceaux pour guider l'onde de référence REF vers le dispositif de détection DET.

Nous verrons qu'il peut être utile de décaler angulairement la direction de l'onde de référence REF de la direction moyenne de l'onde signal diffusée DIF, d'un angle
15 θ_y . Pour la description qui suivra et sur les figures 1, 5, 7 et 9, le décalage angulaire est effectué suivant la direction y, la direction de l'onde acoustique est x, la direction d'observation est la même que celle de l'onde incidente. INC (direction z) et la matrice du détecteur CCD
20 est orientée suivant x et y, mais ces orientations ne sont définies qu'à titre d'exemple.

On fait interférer l'onde signal diffusée DIF et l'onde de référence REF sur le dispositif de détection, et l'on enregistre à l'aide de celui-ci un interférogramme
25 $I(U, V, W, \underline{r}, t)$, pris à l'instant t, au point \underline{r} du dispositif de détection, et qui correspond au point de mesure de coordonnées (U, V, W) de l'objet à imager, vibrant à la fréquence acoustique f_A .

On peut coupler à cette installation un dispositif
30 de traitement CALC, capable d'extraire de l'interférogramme temporel enregistré une information numérique relative au point de mesure, de coordonnées (U, V, W), cette information pouvant par la suite être affichée dans une image de l'objet. Ce traitement passe par le calcul de

l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$ de la composante acoustique du champ diffusé, décalée en fréquence par la vibration acoustique, sur le détecteur.

Dans un premier mode de réalisation non limitatif
5 de la détermination de l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$, l'onde acoustique, de fréquence fixe f_A , est focalisée au point de mesure, de coordonnées (U, V, W) , et la fréquence f_R de l'onde de référence REF est choisie de manière à effectuer une démodulation à N phases, notamment à 4 phases
10 ($N = 4$), comme explicité par la suite.

Le point de mesure, de coordonnées (U, V, W) , de l'objet à imager OBJ vibrant à la fréquence acoustique f_A , l'onde signal diffusée DIF contient une composante acoustique de fréquence $f_I + f_A$. L'unité de traitement CALC
15 traite l'interférogramme $I(U, V, W, \underline{r}, t)$ variable dans le temps par une démodulation à quatre phases de la manière suivante. Le décalage en fréquence δf est tout d'abord choisi entre l'onde incidente INC et l'onde de référence REF tel que $\delta f = f_A + f_C/4 = f_A + 3,125$ Hz. La détection
20 pourrait cependant aussi être effectuée pour un nombre N quelconque au moins égal à 2 de phases, et la fréquence de l'onde de référence adaptée en prenant $\delta f = f_A + f_C/N$.

On mesure alors N interférogrammes, chacun pendant un temps T_{int} , chaque interférogramme correspondant à une
25 différence de phase distincte ϕ_i connue entre l'onde incidente INC et l'onde de référence REF. L'onde de référence étant à la fréquence $f_R = f_I + f_A + f_C/N$, et la composante acoustique de l'onde signal étant à la fréquence $f_I + f_A$, la différence de phase entre l'onde de référence REF
30 et la composante acoustique de l'onde signal est, comme représenté sur la figure 3 de manière générale et sur la figure 4 pour N égal 4, linéaire par intervalle en fonction du temps et passe de zéro à 2π sur un intervalle de temps égal à N/f_C .

On détecte ainsi N interférogrammes $I_1^1(U, V, W, \underline{r}, t)$, ..., $I_i^1(U, V, W, \underline{r}, t)$, ..., $I_N^1(U, V, W, \underline{r}, t)$ correspondant à N valeurs distinctes ϕ_i de la différence de phase, N étant au moins égal à 2, et dans le cas de la figure 4 étant égal à 4.

Cette opération peut être effectuée un nombre n au moins égal à 1 de fois, et par exemple pour $n=3$, afin d'obtenir, pour chaque différence de phase ϕ_i connue, n interférogrammes $I_i^k(U, V, W, \underline{r}, t)$ ($i=1...N$, $k=1...n$).

Pour 12 interférogrammes, soit 3 cycles de 4 phases ($N=4$, $n=3$), la durée totale de la mesure est par exemple de l'ordre de la seconde.

Le calcul de démodulation à 4 phases peut être effectué séparément pour chacun des pixels \underline{r} du dispositif de détection. Le dispositif de traitement CALC réalise en effet pour chaque pixel \underline{r} du dispositif de détection, les opérations suivantes :

- l'intégration de l'intensité mesurée par le détecteur pendant la durée d'une trame de la camera CCD ($1/12.5$ s) : $I_i^k(U, V, W, \underline{r}) = (1/T_{int}) \int I(U, V, W, \underline{r}, t) dt$ prise entre des instants $t = t_{ik}$ et $t = t_{ik} + T_{int}$.

- pour chaque phase ϕ_i donnée, un moyennage des n interférogrammes $I_i^k(U, V, W, \underline{r})$ (avec $k=1...n$) détectés pour cette phase pour obtenir N interférogrammes moyennés $I_i(U, V, W, \underline{r})$,

- une démodulation à N phases des N interférogrammes mesurés afin d'obtenir l'information de l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$ de la composante acoustique de l'onde signal DIF diffusée par l'objet. Par exemple, pour n égal à 1, et dans le cas particulier de la figure 4 où N est égal à 4 et où $\phi_1 = \pi/2$, $\phi_2 = \pi$, $\phi_3 = 3\pi/2$, $\phi_4 = 2\pi$, l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$ de la composante acoustique est proportionnelle à $(I_4 - I_2) + j(I_1 - I_3)$ (où j est le nombre complexe tel que $j^2 = -1$), et

l'intensité associée à l'objet à imager OBJ aussi, car on considère que l'onde de référence présente une amplitude complexe constante dans l'espace et dans le temps.

Pour déterminer l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$ de la composante acoustique de l'onde signal diffusée DIF, on dispose communément d'un certain nombre d'autres techniques, connues de l'homme du métier.

Un deuxième mode de détermination de l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$ de la composante acoustique consiste par exemple à utiliser la méthode dite de « frequency chirping ». Dans ce cas, au lieu de focaliser à la cote U suivant la direction x une onde acoustique de fréquence fixe f_A , on peut effectuer la suite d'opérations suivantes :

15 - on effectue un balayage de la fréquence f_A de l'onde acoustique, qui est focalisée sur un intervalle en $[U-Dx, U+Dx]$ étendu autour de U ;

 - on effectue conjointement au premier balayage un balayage de la fréquence f_R de l'onde de référence de manière à maintenir la condition $f_R = f_I \pm H.f_A$ (où H est le rang harmonique, en général 1) (on notera que l'onde de référence a ici la même fréquence que la composante acoustique que l'on cherche à détecter) ;

25 - on enregistre pour chaque pixel de cote \underline{r} et pour chaque fréquence f_A l'interférogramme $I(f_A, V, W, \underline{r})$ associé à l'ensemble des points $([U-Dx, U+Dx], V, W)$ de l'intervalle étendu ;

 - on effectue, pour chaque pixel de cote \underline{r} , une transformation de Fourier 1D fréquence \rightarrow temps, suivant la fréquence f_A , de l'interférogramme $I(f_A, V, W, \underline{r})$, et

30 - on obtient les interférogrammes $I(U, V, W, \underline{r})$ complexes associés aux différentes valeurs de la cote U suivant la direction x en remplaçant le temps obtenu après la transformée de Fourier par la cote U suivant x à l'aide

de la vitesse de propagation de l'onde acoustique dans l'objet à imager.

L'onde de référence étant approximativement une onde plane d'amplitude constante, l'interférogramme
5 complexe $I(U, V, W, \underline{r})$ ainsi décodé est directement proportionnel à l'amplitude complexe $E_s(U, V, W, \underline{r})$ de la composante acoustique de l'onde signal diffusée DIF que l'on cherche à déterminer.

Il existe de nombreuses variantes de la technique
10 de « frequency chirping » qui consistent à remplacer le codage suivant la direction x , par un codage en fréquence suivant f_A et f_R . Ces techniques, ou d'autres, peuvent aussi bien être utilisées pour déterminer $E_s(U, V, W, \underline{r})$ dans le cadre de cette invention.

On peut disposer en outre dans ce premier mode de
15 réalisation d'un dispositif de filtrage spatial COL (figures 1 et 5), qui permet de limiter l'étendue angulaire de la partie de l'onde signal vue par chaque pixel du dispositif de détection. Nous verrons que ce dispositif est
20 utile pour contrôler la dimension des grains de speckle associée à l'onde signal diffusée DIF, dans le plan du dispositif de détection.

Pour effectuer la détection il peut être intéressant de s'assurer que la dimension des grains de
25 speckle soit adaptée à la taille des pixels de la caméra. Cette première condition correspond à la condition dite d'« anti-aliasing ».

En outre, le choix judicieux de la géométrie de ce
dispositif de filtrage spatial permettra d'isoler, selon
30 l'invention, le signal utile des différentes composantes de bruit.

Ce dispositif de filtrage est par exemple constitué par un diaphragme 2 rectangulaire, positionné par exemple
directement en aval de l'objet à imager OBJ,

perpendiculairement à la direction d'observation (et donc quasi parallèlement au dispositif de détection), par exemple entre l'objet à imager OBJ et la plaque aval du porte-échantillon, et allongé suivant une direction. Ce diaphragme 2 peut par exemple être constitué de deux fines plaques de tôle d'aluminium de 0,5 mm d'épaisseur séparées d'environ $Y=4$ mm. La zone observable en amont est ainsi de forme quasi-rectangulaire d'environ X mm et Y mm suivant deux directions perpendiculaires à la direction d'observation. On peut par exemple prendre z comme direction d'observation, et x et y comme axes pour le diaphragme.

Dans le mode de réalisation du dispositif de filtrage spatial COL représenté sur la figure 5, ce dispositif COL comporte en outre une lentille 3 placée entre la cuve 1 et le dispositif de détection DET. Le foyer objet de la lentille 3 se situe dans le plan du diaphragme (en tenant éventuellement compte de l'indice optique du liquide servant au couplage acoustique du dispositif générateur de vibrations TRANS, si l'onde signal diffusée DIF traverse ce liquide). Dans le mode de réalisation présenté, on utilise une lentille de focale $L=250$ mm mais d'autres longueurs de focale peuvent convenir.

Ce dispositif de filtrage spatial réduit l'étendue angulaire de la partie SIG de l'onde signal diffusée DIF qui atteint le dispositif de détection DET ce qui peut être utile pour adapter la taille des grains de speckle à la dimension des pixels de la caméra.

En effet, en absence de dispositif de filtrage spatial, l'onde signal DIF diffusée par l'objet à imager OBJ peut occuper un large angle solide, de l'ordre de π stéradians, et peut être décomposée en une superposition d'ondes planes élémentaires de vecteur d'onde $\underline{K_s}$ très différents. Chaque vecteur d'onde $\underline{K_s}$ a, dans le plan du

détecteur (x_D , y_D), deux coordonnées K_x et K_y . Pour obtenir une information exploitable, il est nécessaire que la densité des franges correspondant à la modulation spatiale du signal d'interférence de l'onde signal diffusée avec
 5 l'onde de référence ne dépasse pas la résolution du détecteur matriciel constitué de détecteurs élémentaires (condition dite d'« anti-aliasing »). En particulier, pour une onde de référence REF plane, de vecteur d'onde \underline{K}_0 , de coordonnées dans le plan du détecteur K_{x0} , K_{y0} , cette
 10 condition de densité des franges se traduit par la condition d'« anti-aliasing » définie par :

$$SK0 = \text{SINC}(d_x \cdot (K_x - K_{x0})) \cdot \text{SINC}(d_y \cdot (K_y - K_{y0})) \simeq 1 - E_a$$

où la fonction SINC d'une variable muette xx est définie comme étant égale à 1 pour $xx = 0$ et à $\sin xx / xx$ sinon,
 15 où E_a est un facteur d'extinction quantifiant la perte de contraste des franges lié à l'intégration spatiale du détecteur, et où d_x et d_y représentent respectivement les dimensions caractéristiques des détecteurs élémentaires du dispositif de détection suivant les directions x_D et y_D .
 20 Ainsi, la mesure doit être limitée à un champ angulaire élémentaire de l'onde signal SIG, correspondant à un cône d'angle ($\pm \alpha_x$; $\pm \alpha_y$) autour de la direction du vecteur d'onde \underline{K}_0 de l'onde de référence REF, les dimensions α_x et α_y de ce champ angulaire élémentaire devant être
 25 sensiblement inférieures ou égales à $\lambda/2d_x$ et $\lambda/2d_y$ respectivement pour respecter ladite condition d'« anti-aliasing », où λ est la longueur d'onde de référence REF.

L'utilisation du diaphragme en aval de l'objet à imager OBJ, permet entre autres d'éliminer les composantes
 30 de l'onde signal ne respectant pas cette condition d'« anti-aliasing ».

Un choix judicieux de la géométrie du dispositif de filtrage spatial COL, et du dispositif de détection permet

en outre d'isoler le signal utile des différents termes qui apparaissent dans le signal résultant entre autres de l'analyse des interférogrammes $I(U, V, W, \underline{r}, t)$. La discussion est effectuée dans le cas de la démodulation à 4
 5 phases mais une discussion similaire pourrait être faite dans le cas d'une détection par « frequency chirping », ou autre technique analogue.

L'interférogramme $I(U, V, W, \underline{r}, t)$ correspond à l'intensité totale I_T vue par le dispositif de détection,
 10 soit au carré du module de l'amplitude complexe E ($I_T = |E|^2 = E \cdot E^*$ où E^* est le complexe conjugué de E). Pour simplifier la discussion nous ne considérerons qu'une seule composante acoustique de fréquence $f_{AO} = f_I + H \cdot f_A$ (avec $H = 1$). L'amplitude complexe E résulte de la somme de
 15 l'amplitude E_R de l'onde de référence REF, de l'amplitude E_I de la partie de l'onde signal diffusée SIG à la fréquence de l'onde incidente f_I , et de l'amplitude E_S de la composante acoustique de l'onde signal de fréquence f_{AO} . On a donc $E = E_I + E_R + E_S$.

20 L'intensité totale I_T , qui est utilisée pour extraire l'information cherchée correspond à la somme de 6 termes ($I = E \cdot E^* = (E_I + E_R + E_S) \cdot (E_I + E_R + E_S)^*$) :

- le terme $E_I \cdot E_I^*$ correspond à l'interférence entre la partie de l'onde signal diffusée à la fréquence f_I
 25 et elle-même, c'est-à-dire à l'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle ordinaire,

- le terme $E_S \cdot E_S^*$ correspond à l'interférence entre la composante acoustique de l'onde signal diffusée à la fréquence acousto-optique $f_{AO} = f_I + f_A$ et elle-même,
 30 c'est-à-dire à l'interférence entre le speckle acousto-optique et le speckle acousto-optique,

- le terme $E_R \cdot E_R^*$ correspond à l'interférence entre l'onde de référence et elle même,

- le terme $E_R.E_I^*$ correspond à l'interférence entre l'onde de référence et le speckle ordinaire,
- le terme $E_I.E_S^*$ correspond à l'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle acousto-optique,
- 5 et
- le terme $E_R.E_S^*$ correspond à l'interférence entre l'onde de référence et le speckle acousto-optique, qui constitue le terme porteur d'information pertinente.

Le dispositif de filtrage spatial COL permet de
10 réduire l'étendue angulaire de l'onde issue de l'objet qui peut se comporter au niveau du dispositif de détection comme une onde quasi-plane. C'est en particulier le cas des parties de l'onde signal diffusée ayant pour amplitude complexe E_I et E_S . Par ailleurs, l'onde de référence REF
15 est, dans le présent mode de réalisation, une onde plane. Du fait du dispositif de filtrage spatial les 3 termes diagonaux $E_R.E_R^*$, $E_I.E_I^*$ et $E_S.E_S^*$ (ainsi que le terme $E_I.E_S^*$) varient lentement dans l'espace suivant les directions x et y du dispositif de détection. Par ailleurs
20 le terme $E_R.E_I^*$ varie rapidement dans le temps (à une fréquence voisine de f_A) et se moyenne à zéro du fait de la faible fréquence d'acquisition du détecteur. Il est donc facile d'isoler par un traitement numérique adapté le terme pertinent $E_R.E_S^*$, (qui permet de déterminer E_S). Si on
25 choisit un décalage angulaire θ_y suffisant entre l'onde de référence et l'onde signal diffusée, ce terme est le seul à varier lentement dans le temps, et rapidement dans l'espace suivant la direction y . Cette direction y correspond à la direction de la largeur du diaphragme, et à la direction y_0
30 du plan du détecteur.

Une manière d'extraire l'information pertinente consiste à effectuer une transformation de Fourier de l'amplitude complexe $E_S(U, V, W, \underline{r})$ calculée plus haut, suivant les directions x et y du plan du détecteur (ou

éventuellement la seule direction y). On obtient alors un signal TF $E_s(U, V, W, \underline{k})$, \underline{k} étant la coordonnée dans l'espace des vecteurs d'onde. Une cartographie du signal TF $E_s(U, V, W, \underline{k})$ obtenu après transformée de Fourier est
5 représentée sur la figure 6, qui est une représentation angulaire dans l'espace des vecteurs d'onde. Les différents termes contribuant à l'interférogramme qui y sont représentés, sont discutés ci-après.

La démodulation à N phases (ou le « frequency chirping ») devrait en théorie permettre d'éliminer
10 totalement le terme d'interférence entre l'onde de référence et l'onde de référence ($E_R.E_R^*$), si l'expérience était parfaitement stable dans le temps. Cela n'est jamais parfaitement le cas, et il reste donc une composante
15 parasite assez importante. Cependant, ce terme varie lentement suivant les directions x et y du plan de détecteur, ce qui conduit, dans l'espace des vecteurs d'onde, du fait de la transformée de Fourier bidimensionnelle, à un pic étroit centré sur l'origine des
20 coordonnées (zone 4 de la figure 6).

La démodulation à N phases (ou le « frequency chirping ») devrait permettre d'éliminer le terme d'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle ordinaire ($E_I.E_I^*$), si l'expérience était parfaitement
25 stable dans le temps, et si le speckle restait statique sans se décorrélérer. Cela n'est jamais parfaitement le cas, et il reste donc une composante parasite assez importante (zone 2 de la figure 6). Ce terme est même le terme de bruit dominant pour certains objets à imager dans lesquels
30 le speckle ne reste pas statique (par exemple pour certains tissus biologiques). Ce terme d'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle ordinaire est, tout comme le terme d'interférence entre l'onde de référence et l'onde de référence, centré sur l'origine de l'espace des vecteurs

d'onde. Du fait de l'utilisation du dispositif de filtrage spatial précédemment défini, l'amplitude du champ de speckle ordinaire a une étendue angulaire finie, qui correspond à l'intervalle $[-Y/2L ; Y/2L]$. Comme le terme
5 d'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle ordinaire correspond à l'intensité du champ, c'est-à-dire au produit de l'amplitude complexe avec l'amplitude complexe conjuguée, il faut, pour en évaluer l'étendue dans l'espace des vecteurs d'onde, convoluer dans l'espace des
10 vecteurs d'onde le champ de speckle avec lui-même. Ce terme d'interférence a donc une étendue angulaire deux fois plus large que le champ lui-même (intervalle $[-Y_2 = -Y/L ; Y_2 = Y/L]$). De même, en hauteur dans l'espace des vecteurs d'onde, ce terme correspond à l'intervalle $[-X_2 = -X/L ;$
15 $X_2 = +X/L]$, si celui-ci satisfait la condition d'aliasing dans le cas optimum ($X/L = \lambda/2d_x$). Ce bruit présente ainsi une enveloppe de forme pyramidale délimitée qui est centrée sur l'origine des coordonnées de l'espace des vecteurs d'onde.

20 L'interférence entre le speckle acousto-optique et le speckle acousto-optique ($E_s.E_s^*$) est un terme diagonal du second ordre. Mise à part sa plus faible intensité, ce terme ne se distingue pas du terme d'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle ordinaire décrit plus haut.

25 L'onde de référence REF étant à la fréquence f_R et le speckle ordinaire étant à la fréquence f_I , le terme d'interférence entre l'onde de référence et le speckle ordinaire ($E_R.E_I^*$) est à une fréquence d'environ $f_R - f_I$ environ égale à f_A soit environ 2,2 MHz. Ce terme
30 d'interférence se moyenne ainsi à zéro pendant la durée d'acquisition de chaque image du fait de la faible fréquence d'acquisition du dispositif de détection et peut donc être négligé.

De même, le terme d'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle acousto-optique ($E_I.E_S^*$), en plus d'être un terme du deuxième ordre, possède aussi une fréquence environ égale à la fréquence de l'onde acoustique f_A et peut donc se moyennner à zéro pendant la durée d'acquisition de chaque image. Il peut donc être négligé.

Le terme pertinent à extraire de l'interférence entre l'onde signal SIG et l'onde de référence REF est donc le terme d'interférence entre l'onde de référence et le speckle acousto-optique ($E_R.E_S^*$). Ce terme correspond à la zone 3 et à l'intervalle $[Y_{3-} ; Y_{3+}]$ de la figure 6. Comme ce terme correspond à l'interférence d'un speckle issu du diaphragme 2 et d'une onde plane, l'intervalle $[Y_{3-} ; Y_{3+}]$ a la même largeur angulaire que l'angle de vue du diaphragme soit $Y_{3-} - Y_{3+} = Y/L$. Ce terme évolue dans le temps à la fréquence de détection $f_R - f_{A0}$ ($= f_C/4$ dans le cas de la démodulation à 4 phases, et $= 0$ dans le cas du « frequency chirping »). Il peut donc être mesuré par le dispositif de détection électronique. Par ailleurs, comme l'onde de référence est décalée angulairement, le centre de la zone 3 est décalé angulairement de θ_Y (où l'angle θ_Y est, comme défini précédemment, l'angle entre l'onde de référence REF et l'onde signal SIG). Le choix de l'angle θ_Y définit la position du centre de la zone 3, qui est de toute façon d'étendue Y/L , lorsqu'on utilise un diaphragme de largeur Y . Il convient donc de faire en sorte que les zones 2 et 3 ne se recouvrent pas afin de n'obtenir, sur les pixels de la zone 3, qu'une information utile.

Par exemple, on peut choisir $\theta_Y = 3Y/2L$, ce qui donne $Y_{3+} = 2Y/L$, et $Y_{3-} = Y/L = Y_2$. Ainsi, le bord externe de la zone 2 et le bord interne de la zone 3 se superposent sans que les deux zones se recouvrent. Il n'y a alors pas non plus de partie vierge entre les zones 2 et 3 de la figure 6. On a ainsi séparé dans l'espace des vecteurs

d'onde le signal d'interférence de l'onde de référence avec le speckle acousto-optique des termes de l'intensité de la référence et de l'intensité du speckle, qui sont situés au centre (zones 4 et 2 de la figure 6) de l'espace des vecteurs d'onde.

L'étendue de la zone 3 étant directement proportionnelle à Y , on sera tenté d'augmenter la largeur du diaphragme tant qu'on respecte la condition d'« aliasing » $Y_{3+} < \lambda/2d_y$. Il y a cependant un compromis à faire entre d'une part maximiser la surface de la zone 3 en augmentant la largeur Y du diaphragme, et d'autre part maximiser l'intégrale du produit entre surface et efficacité sur cette zone. Cette efficacité correspond à la perte de contraste des interférogrammes du fait de l'intégration des interférogrammes sur des pixels de taille finie. Pour des pixels jointifs, on trouve un facteur d'efficacité suivant une loi sinc similaire à celui introduit précédemment pour l'« aliasing ». Dans ce cas, l'efficacité s'annule quand l'angle d'« aliasing » $\lambda/2d_y$ est atteint. Par exemple, Y_{3+} pourra être choisi notablement inférieur à la limite d'« aliasing », par exemple $Y_{3+} = (2/3) \cdot \lambda/2d_y$ environ, pour laisser environ un sixième de la surface du dispositif de détection inactif de chaque côté, afin que l'efficacité soit suffisante. Y_{3+} étant égal à $2Y/L$, ceci permet d'adapter, en fonction du laser utilisé et du détecteur utilisé, les caractéristiques du dispositif de filtrage spatial.

La figure 6 représente ainsi la cartographie des zones obtenues dans l'espace des vecteurs d'onde par la présente invention après la transformée de Fourier bidimensionnelle. Cette carte peut être décomposée en une colonne centrale ou zone 2, d'étendue $[-Y/L, Y/L]$, une colonne de gauche ou zone 1, et une colonne de droite ou zone 3. A l'intérieur de la zone 2, la zone 4 représente le

terme d'interférence entre l'onde de la référence et elle-même ($E_R.E_R^*$). Au premier ordre, s'il n'y a pas de signal acoustique, le bruit observé sur l'image en dehors des zones 2 et 4 correspond au bruit de « shot-noise » associé à l'onde de référence. En présence de signal acoustique, la zone 3 représente la région de l'espace des vecteurs d'onde où est détecté le signal utile selon l'invention. Selon le signe de l'angle d'incidence θ_y , la zone 3 pourrait bien sûr se situer sur la gauche de la figure 6.

L'information pertinente, qui permet de calculer l'amplitude complexe E_s de la composante acoustique, correspond à l'interférence entre l'onde de référence et le speckle acousto-optique ($E_R.E_s^*$). Une information numérique relative au point de mesure (U, V, W) de l'objet à imager est par exemple obtenue en sommant les intensités calculées sur les pixels de la zone 3 ($|TF E_s|^2$). La somme des intensités des pixels de la zone 1 symétrique de la zone 3 par rapport à l'axe vertical de la figure 6 peut servir de contrôle. On peut aussi soustraire à la somme des intensités des pixels de la zone 3 la somme des intensités des pixels de la zone 1, ce qui permet de réduire d'éventuelles erreurs systématiques de mesure. La somme des intensités mesurées sur la zone 2 est également porteuse d'informations, car elle caractérise le niveau de bruit associé à la décorrélation du speckle.

Il est également possible d'utiliser des moyens de traitement d'image classiques, pour moyenner, après démodulation à 4 phases, transformée de Fourier et calcul de l'intensité, les intensités des pixels par exemple 8 à 8, 16 à 16, ou 32 à 32, afin d'afficher une cartographie de contrôle du signal obtenu pour le point de mesure, de coordonnées (U, V, W) (pour vérifier par exemple le positionnement des différentes zones).

On peut aussi se contenter de réaliser pour chaque ligne du dispositif de détection, une transformée de Fourier unidimensionnelle (suivant y pour les exemples considérés), auquel cas le signal $TF_1 E_s (U, V, W, \underline{k})$ n'est pas exactement celui représenté sur la figure 6, mais la zone 4 s'étend sur toute l'étendue en X de cette figure. Le reste du traitement reste valable.

On obtient ainsi l'information numérique cherchée, relative au point de mesure, de coordonnées (U, V, W) de l'objet à imager OBJ, dans le cas de la démodulation à 4 phases. Pour le « frequency chirping », ou analogue, l'information numérique ainsi obtenue est relative à la fréquence acoustique f_A utilisée, et on obtient les coordonnées et les informations numériques relatives à différents points de l'intervalle $[U-Dx ; U+Dx]$ par les moyens décrits plus haut.

Le choix de l'angle θ_y permet de bien séparer les signaux obtenus, mais le positionnement adéquat du dispositif permettant d'utiliser un angle θ_y donné, peut nécessiter une étape de contrôle. Dans cette étape de contrôle, on obtient une image, par exemple en supprimant l'onde acoustique et en ajustant la fréquence f_R de l'onde de référence, de manière à détecter la composante du champ diffusé à la fréquence f_I . On choisit par exemple $f_R = f_I + f_c/4$ et on effectue une démodulation à 4 phases. On positionne la lentille précisément de manière à ce qu'une image nette de la zone vue à travers le diaphragme 4 soit obtenue par transformée de Fourier du signal détecté dans le plan du dispositif de détection.

Comme vu précédemment, dans un calcul de transformée de Fourier, le bord de la matrice de calcul correspond à la condition d'« aliasing ». L'étape de contrôle permet de s'assurer, par exemple, que le bord externe de la zone contenant le signal utile n'est pas trop

près du bord de la matrice de calcul, et/ou que la zone contenant du bruit et la zone contenant le signal utile sont au contact au niveau du bord interne de cette zone, mais ne se recouvrent pas.

5 La figure 7 représente un deuxième exemple de mise en œuvre du procédé selon l'invention dans lequel le dispositif de filtrage spatial n'est pas utilisé. En effet, pour de faibles intensités de laser, et si le terme de décorrélation du speckle n'est pas trop grand, le « shot-
10 noise » devient le bruit dominant. C'est le cas lorsque avec le premier exemple de mise en oeuvre (figure 5), les valeurs des sommes, mesurées sur les zones 1 et 2, sont voisines. Cette configuration est aussi utile pour d'autres applications où l'onde acoustique est de puissance
15 suffisante pour atteindre un rendement de conversion acousto-optique suffisant. Le signal associé à la composante acoustique peut alors être plus grand que le bruit de décorrélation de speckle.

 On peut s'affranchir du dispositif de filtrage
20 spatial car, même si le terme d'interférence entre le speckle ordinaire et le speckle ordinaire ($E_r.E_r^*$) ne peut alors plus être séparé spatialement du terme pertinent ($E_r.E_s^*$), il reste très inférieur au « shot-noise » de l'onde de référence. Il est également possible de choisir
25 dans ce cas un angle θ_r nul, par exemple à l'aide d'une lame semi-réfléchissante. Seul le terme d'interférence entre l'onde de référence et elle même ($E_r.E_r^*$), qui est très centré sur les quelques pixels de la zone 4 de la figure 6, constitue un terme de bruit à filtrer. Ce
30 filtrage est réalisé simplement en éliminant numériquement les composantes de l'espace des vecteurs d'onde voisines de (0,0) en excluant la zone 4 de la sommation sur les pixels des intensités du signal. Il se peut même que ce terme de bruit soit négligeable, et l'on peut alors effectuer la

somme des intensités sur les pixels non plus dans l'espace des vecteurs d'onde, mais dans l'espace réel (et il n'est plus nécessaire dans ce cas d'effectuer une transformation de Fourier).

5 La figure 8 représente un autre dispositif de génération utilisé pour mettre en oeuvre le procédé selon l'invention dans le cas particulier du deuxième exemple de la figure 7. L'onde d'émission EMI, de longueur d'onde λ , émise par le laser LAS, est interceptée par un dispositif
10 de modulation d'amplitude MA. Ce dispositif génère une onde porteuse POR, de fréquence f_r , et deux bandes latérales modulées en amplitude LATMOD et LATMOD', de fréquence f_R . Ces trois ondes sont appliquées sur une lame semi transparente, qui transmet une partie de chacune de ces
15 ondes, appliquées sur l'objet à imager OBJ. La partie transmise de l'onde porteuse constitue l'onde incidente INC. En outre, la lame semi transparente réfléchit une partie de chacune de ces ondes vers le dispositif de détection, la partie réfléchie de LATMOD constituant l'onde
20 de référence REF.

Ce dispositif est uniquement adapté au deuxième mode de réalisation, où on n'utilise pas de dispositif de filtrage spatial, car dans le cas d'une bande latérale de modulation d'intensité, le filtrage spatial ne permet pas
25 de séparer les différents termes d'interférence.

La figure 9 décrit un détail d'un troisième mode de réalisation de la présente invention et du dispositif de filtrage spatial. De nombreuses caractéristiques ont déjà été décrites lors de la présentation du premier mode de
30 réalisation, et ne seront donc pas à nouveau décrites. Dans ce troisième mode de réalisation, l'onde de référence REF n'est plus une onde plane, mais une onde sphérique de fréquence f_R . Une telle onde de référence sphérique peut par exemple être obtenue, à partir de l'onde de référence

plane générée par un dispositif de génération GEN précédemment décrit, en focalisant l'onde de référence plane, à l'aide d'une lentille 5, sur un petit miroir 4 situé par exemple dans le plan du diaphragme 2. L'onde de
5 référence REF peut de plus arriver sur le miroir 4 selon un angle θ_y de sorte qu'elle soit réfléchiée et arrive sur le dispositif de détection DET en formant un angle θ_y avec l'onde signal SIG. Dans ce mode de réalisation, on n'utilise pas nécessairement une lentille convergente 3
10 pour collimater l'onde signal en direction du détecteur DET, en effet, le caractère divergent de l'onde de référence remplit un rôle analogue.

En outre, on peut sortir le diaphragme 2 du porte-échantillon de l'objet à imager OBJ, et le placer entre la
15 cuve et le dispositif de détection DET, ou éventuellement le fixer sur la face aval de la cuve 1. Cette disposition peut être intéressante si le couplage acoustique entre le transducteur TRANS, de fréquence acoustique f_A , et l'objet à imager OBJ est réalisé par une cuve remplie d'eau 1, et
20 que celle-ci se situe sur le trajet lumineux parcouru par l'onde de référence REF avant d'atteindre le miroir 4. (Cette disposition est également valable pour les autres modes de réalisation où un diaphragme est utilisé.)

Le traitement des interférogrammes mesurés est
25 alors identique au traitement explicité précédemment, où L représente maintenant la distance entre le diaphragme 2 et le dispositif de détection DET.

La figure 10 représente le diaphragme 2 muni du miroir 4, visualisé depuis le dispositif de détection DET.
30 Le diaphragme 2 présente une fente, par exemple centrale, de largeur Y et de hauteur X. Pour obtenir une image telle que représentée sur la figure 6, on place à mi-hauteur de la fente un miroir 4, par exemple circulaire. Le miroir 4 est de plus décalé latéralement par rapport à la fente du

diaphragme 2. Ce décalage latéral est lié au décalage des zones 2 et 3 de la figure 6 que l'on cherche à réaliser, une fois les calculs effectués par le dispositif de traitement CALC. En choisissant par exemple un débattement
5 latéral angulaire égal à θ_y entre le point source de l'onde de référence réfléchie et le bord le plus proche du miroir de la fente du diaphragme 2, vu depuis le dispositif de détection, on obtient des zones 2 et 3 de la figure 6 juxtaposées, mais ne se superposant pas. Dans ce cas, on
10 sera bien sûr attentif à choisir un miroir 4 de dimensions telles que le miroir n'empiète pas sur la fente du diaphragme 2. Ainsi, il est aisé de séparer les zones 2 et 3 de la figure 6.

Ce mode de réalisation permet de plus de trouver
15 facilement une position optimale du détecteur DET permettant d'obtenir une information de bonne qualité pour le point étudié (U, V, W) de l'objet à imager OBJ. En effet, en augmentant L, c'est-à-dire en éloignant le dispositif de détection DET du diaphragme 2, l'angle entre
20 l'onde signal SIG et l'onde de référence REF diminue, de sorte que la condition d'« aliasing » est mieux respectée. Par contre, l'intensité du signal diminue avec cette distance L. Le compromis à faire entre l'efficacité de la détection et la taille de la zone 3 de la figure 6, déjà
25 évoquée, est simplement réalisé par le positionnement du dispositif de détection DET par rapport au diaphragme 2.

Dans ce mode de réalisation, le positionnement optimal du détecteur est réalisé indépendamment du positionnement relatif des zones 2 et 3 de la figure 6,
30 qui, lui, est réalisé par le placement adéquat du point de focalisation de l'onde de référence (centre du miroir 4 sur le diaphragme 2).

En mettant en œuvre le procédé précédemment décrit, selon l'un quelconque de ses modes de réalisation

représentés sur les figures 1 à 10, on a obtenu une information numérique relative au point de mesure, de coordonnées (U, V, W) de l'objet (dans le cas de la démodulation à N phases) ou relative à chaque point de l'intervalle $[U-Dx, U+Dx]$, V, W) des points de l'objet (dans le cas du « frequency chirping » ou autre méthode analogue), c'est-à-dire une information ponctuelle ou 1D.

Pour obtenir une image de l'objet 2D ou 3D, il convient de répéter l'ensemble des opérations décrites plus haut après avoir déplacé la position du point focal de l'onde acoustique suivant les autres directions (x ou y ou z pour la démodulation à N phases) (y ou z pour le « frequency chirping »). Le déplacement de la position du point focal peut être obtenu, soit en déplaçant le transducteur (suivant la direction x, y ou z considérée) tout en conservant le couplage acoustique entre le transducteur et l'objet à imager, soit en utilisant plusieurs transducteurs de points focaux différents, par exemple.

Il peut être intéressant de déplacer le dispositif de filtrage spatial COL (si on en utilise un), le détecteur DET, voire le dispositif utilisé pour faire interférer l'onde de référence sur le détecteur, et tout ou partie du dispositif de génération GEN conjointement au déplacement de la position du point focal i.e. du point de mesure de coordonnées (U, V, W). Alternativement, il peut éventuellement être préférable de déplacer uniquement l'objet à imager dans la direction opposée afin de ne pas avoir à effectuer un mouvement similaire à tout le reste de l'installation.

Comme on utilise un transducteur acoustique, tout dispositif selon l'invention peut en outre être couplé à un dispositif classique d'imagerie acoustique. Le couplage de ces deux dispositifs permet ainsi d'obtenir de l'objet à

imager OBJ une information purement acoustique fournie par le transducteur acoustique par une technique classique d'imagerie par ultrasons, et une information optique fournie par le dispositif selon l'invention.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie acousto-optique d'un objet à imager (OBJ) comprenant les étapes consistant à :

- 5 (a) générer une onde optique incidente (INC), de fréquence f_I , et une onde optique de référence (REF), de fréquence f_R , cette onde de référence étant cohérente avec l'onde incidente (INC), et présentant avec elle une différence de phase $\phi_1(t)$ connue,
- 10 (b) faire vibrer dans une première direction d'objet (x_0) et à une fréquence acoustique f_A , une zone (Dx, Dy, Dz) de l'objet à imager (OBJ) à l'aide d'un dispositif générateur de vibrations (TRANS),
- (c) appliquer ladite onde incidente (INC)
- 15 sur l'objet à imager (OBJ), et générer ainsi une onde signal diffusée (DIF),
- (d) appliquer au moins une partie de l'onde signal diffusée sur un dispositif de détection (DET),
- (e) appliquer l'onde de référence (REF) sur
- 20 le dispositif de détection (DET) sans la faire passer à travers l'objet à imager (OBJ), ce qui génère au point \underline{r} du dispositif de détection (DET) un interférogramme $I(\underline{r}, t)$ variant au cours du temps t ,
- (f) extraire de l'interférogramme $I(\underline{r}, t)$
- 25 une information numérique, et
- (g) obtenir les coordonnées (U, V, W) d'un point de mesure de l'objet à imager (OBJ), auquel l'information numérique est relative.

2. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la

30 revendication 1, dans lequel au cours de l'étape (f), on détecte une composante acoustique de la partie de l'onde signal diffusée appliquée sur le dispositif de détection (DET), cette composante acoustique étant à une fréquence correspondant à la somme de la fréquence f_I de l'onde

incidente (INC) et d'un harmonique de la fréquence acoustique f_A .

3. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 2, dans lequel, au cours de l'étape (a), on
5 génère ladite onde de référence (REF) à une fréquence f_R égale ou sensiblement égale à la somme de la fréquence f_I de l'onde incidente (INC) et dudit harmonique de la fréquence acoustique f_A .

4. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la
10 revendication 3, dans lequel au cours de l'étape (b), on génère une onde acoustique focalisée en un point focal situé dans l'objet à imager (OBJ), et dans lequel, au cours de l'étape (g), on obtient les coordonnées (U, V, W) du point de mesure, comme étant les coordonnées dudit point
15 focal.

5. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 4 dans lequel on répète les étapes (a) à (g) pour différents points focaux de l'onde acoustique dans l'objet à imager (OBJ), ces différents points focaux étant
20 alignés suivant la première direction d'objet (x_0).

6. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel, au cours d'une première itération, on effectue les étapes (a) à (f) pour une première fréquence f_A de l'onde acoustique et une
25 première fréquence f_R de l'onde de référence (REF), au cours d'au moins une deuxième itération, on répète les étapes (a) à (f) pour une deuxième fréquence f'_A de l'onde acoustique et une deuxième fréquence f'_R de l'onde de référence (REF), ces deuxièmes fréquences étant codées
30 respectivement avec les premières fréquences, le procédé comprenant en outre une étape au cours de laquelle :

(f') on obtient au moins une information numérique en décodant lesdites informations numériques

obtenues au cours des étapes (f) de chaque itération en fonction des fréquences utilisées,

et dans lequel, au cours de l'étape (g), on obtient les coordonnées (U, V, W) d'au moins un point de mesure de l'objet à imager (OBJ) auquel l'information numérique obtenue au cours de l'étape (f') est relative, en décodant lesdites informations numériques obtenues au cours des étapes (f) de chaque itération en fonction des fréquences utilisées.

10 7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel on effectue la suite d'opérations suivantes :

- on effectue un balayage de la fréquence de l'onde acoustique, qui est focalisée sur un intervalle de points de coordonnées ([U-Dx, U+Dx], V, W) étendu autour du point de coordonnées (U, V, W) suivant la première direction d'objet (x_0),

- on effectue conjointement un balayage de la fréquence f_R de l'onde de référence (REF) de manière à maintenir f_R sensiblement égale ou égale à $f_r \pm H.f_A$, H étant un entier non nul,

- on enregistre pour chaque pixel \underline{r} et pour chaque fréquence f_A un interférogramme $I(f_A, V, W, \underline{r})$ associé à l'ensemble des points ([U-Dx, U+Dx], V, W) de l'intervalle étendu ;

25 - on effectue, pour chaque pixel \underline{r} , une transformation de Fourier 1D fréquence \rightarrow temps suivant la fréquence f_A de l'interférogramme $I(f_A, V, W, \underline{r})$, et

- on obtient au moins un interférogramme $I(\underline{r})$ associé au moins à un point de mesure de coordonnées (U', V, W) en remplaçant le temps obtenu après la transformée de Fourier par la cote U' suivant la première direction d'objet (x_0) à l'aide de la vitesse de propagation de l'onde acoustique dans l'objet à imager.

8. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on répète au moins les étapes (a) à (g) après avoir imposé un déplacement du dispositif générateur de vibrations
5 relativement à l'objet à imager (OBJ) selon une direction non parallèle à la première direction d'objet (x_0) de l'objet à imager (OBJ).

9. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel au
10 cours de l'étape (f), on estime l'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$ de la composante acoustique à partir de l'interférogramme $I(\underline{r}, t)$.

10. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 9, dans lequel le dispositif de détection
15 (DET) utilisé est un détecteur mono-pixel, et dans lequel, au cours de l'étape (f), on obtient l'information numérique comme étant l'intensité du champ d'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$ diffusé par l'objet.

11. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 9, dans lequel le dispositif de détection
20 utilisé est un détecteur multi-pixels, et dans lequel au cours de l'étape (f), on extrait l'information numérique comme étant la somme sur au moins une partie des pixels \underline{r} du dispositif de détection de l'intensité du champ
25 d'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$ diffusé par l'objet.

12. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 9, dans lequel, au cours de l'étape (d) on utilise un dispositif de filtrage spatial (COL), de manière à limiter, suivant au moins une direction, l'étendue
30 angulaire de la partie de l'onde signal diffusée (DIF) qui est vue par chaque pixel du dispositif de détection.

13. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 12, dans lequel on utilise un dispositif de filtrage spatial (COL) comprenant un diaphragme, de

dimensions X selon une première direction de diaphragme et Y selon une troisième direction de diaphragme, et une lentille de focale L, de foyer objet situé directement en aval de l'objet à imager (OBJ) pour limiter l'étendue angulaire de la partie de l'onde signal diffusée (DIF) qui est vue par chaque pixel du dispositif de détection, et dans lequel l'onde de référence (REF) appliquée sur le dispositif de détection (DET) est globalement une onde plane.

10 14. Procédé d'imagerie acousto-optique selon la revendication 12, dans lequel on utilise un dispositif de filtrage spatial (COL) comprenant un diaphragme de dimensions X selon la première direction de diaphragme et Y selon la troisième direction de diaphragme, disposé entre
15 l'objet à imager (OBJ) et le dispositif de détection (DET) à une distance L de celui-ci, pour limiter l'étendue angulaire de la partie de l'onde signal diffusée qui est vue par chaque pixel du dispositif de détection, et dans lequel l'onde de référence (REF) appliquée sur le
20 dispositif de détection (DET) est une onde sphérique issue d'un point source situé dans le plan du diaphragme.

15 15. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 12 à 14, dans lequel l'onde de référence (REF) et l'onde signal diffusée (DIF) interfèrent sur le dispositif de détection (DET) en formant un angle θ_y non nul, θ_y étant mesuré dans le plan d'incidence de ces deux ondes sur le dispositif de détection.

30 16. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 12 à 15, dans lequel le dispositif de détection utilisé est un détecteur multi-pixels, et dans lequel on isole la partie de la composante acoustique, d'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$, qui varie

rapidement dans l'espace dans le plan du dispositif de détection.

17. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 12 à 16, dans lequel le
5 dispositif de détection (DET) comporte des pixels disposés en matrice comprenant des lignes selon une première direction de détecteur (x_D) et des colonnes selon une troisième direction de détecteur (y_D), et dans lequel l'étape (f) comprend les étapes suivantes :

10 (f1) on fait pour au moins une ligne (l) ou une colonne (c) une transformée de Fourier à une dimension le long de cette ligne (l) ou colonne (c) du dispositif de détection (DET) vers l'espace des vecteurs d'onde, de l'amplitude complexe du champ $E_s(\underline{r})$, et on obtient ainsi
15 pour cette ligne ou colonne un champ $TF_1 E_s(\underline{k})$,

(f2) on définit plusieurs zones de sommation dans l'espace des vecteurs d'onde,

(f3) on somme dans au moins une zone les intensités du champ $TF_1 E_s(\underline{k})$ en chaque point \underline{k} de cette
20 zone, et

(f4) on extrait l'information numérique comme étant une combinaison linéaire des sommes ainsi obtenues en chaque zone.

18. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une
25 quelconque des revendications 12 à 16, dans lequel le dispositif de détection (DET) comporte des pixels disposés en matrice comprenant des lignes selon une première direction de détecteur (x_D) et des colonnes selon une troisième direction de détecteur (y_D), et dans lequel
30 l'étape (f) comprend les étapes suivantes :

(f1) on fait une transformée de Fourier à deux dimensions de l'amplitude complexe $E_s(\underline{r})$, depuis le plan du dispositif de détection (DET) vers l'espace des vecteurs d'onde, et on obtient ainsi un champ $TF_2 E_s(\underline{k})$,

(f2) on définit plusieurs zones de sommation dans l'espace des vecteurs d'onde,

(f3) on somme dans au moins une zone les intensités du champ $TF_2 E_s(\underline{k})$ en chaque point \underline{k} de cette zone, et

(f4) on extrait l'information numérique comme étant une combinaison linéaire des sommes ainsi obtenues en chaque zone.

19. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 15 à 18, dans lequel l'angle θ_y est environ égal à $3Y/2L$, dans lequel, au cours de l'étape (f2), on définit une première zone de sommation, dite zone centrale, une deuxième zone de sommation, dite zone de gauche, et une troisième zone de sommation dite zone de droite, et dans lequel, au cours de l'étape (f4), on extrait l'information numérique comme étant une combinaison linéaire de la valeur de la somme de la zone de gauche et de la somme de la zone de droite.

20. Procédé d'imagerie optique selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, dans lequel au cours de l'étape (a),

- une source laser de longueur d'onde λ , émet une onde d'émission (EMI), de fréquence f_L ,
- des moyens de modulation d'amplitude (MA) de l'onde d'émission (EMI), génèrent une onde porteuse (POR) de fréquence incidente f_I , et au moins une bande latérale de modulation d'amplitude (LATMOD), qui correspond à une onde de fréquence f_R ,
- un miroir semi réfléchissant, transmet une partie de l'onde bande latérale (LATMOD) et une partie de l'onde porteuse (POR) formant l'onde incidente (INC), et réfléchit une partie de l'onde porteuse (POR) et une partie de l'onde bande latérale (LATMOD) formant l'onde de référence (REF).

21. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 1 à 19, dans lequel au cours de l'étape (a),

- une source laser de longueur d'onde λ , émet
5 une onde d'émission (EMI), de fréquence f_L ,

- un premier modulateur acousto-optique (MAO1) transmet une partie de l'onde d'émission (EMI) pour former l'onde incidente (INC) sur l'objet à imager (OBJ), et génère de plus une première onde décalée en fréquence
10 (DEC), dont la fréquence est décalée d'une valeur δf_1 , éventuellement négative, par rapport à l'onde d'émission, et

- un deuxième modulateur acousto-optique (MAO2) intercepte la première onde décalée en fréquence
15 (DEC) et génère une deuxième onde décalée en fréquence, dont la fréquence est décalée d'une valeur δf_2 , éventuellement négative, par rapport à l'onde décalée (DEC), la deuxième onde décalée en fréquence formant l'onde de référence (REF), dont la fréquence est ainsi décalée en
20 fréquence par rapport à l'onde incidente (INC) d'une valeur $\delta f = \delta f_1 + \delta f_2$, déterminant ainsi une différence de phase $\phi_i(t)$ connue entre ces deux ondes.

22. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 1 à 19, dans lequel, au cours
25 de l'étape (a), deux sources laser indépendantes, verrouillées en phase par un asservissement électronique, génèrent les ondes incidente (INC) et de référence (REF), présentant une différence de phase $\phi_i(t)$ connue entre elles.

30 23. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications 1 à 19, dans lequel au cours de l'étape (a),

- une source laser de longueur d'onde λ , émet une onde d'émission (EMI), de fréquence f_L ,

- un miroir semi réfléchissant transmet une partie de l'onde d'émission (EMI) pour former l'onde incidente (INC) sur l'objet à imager (OBJ), et transmet une deuxième partie de l'onde d'émission (EMI),
- 5 - un premier modulateur acousto-optique (MAO1), intercepte la deuxième partie de l'onde d'émission et génère une première onde décalée en fréquence (DEC), de fréquence décalée d'une valeur δf_1 , éventuellement négative, par rapport à l'onde d'émission, et
- 10 - un deuxième modulateur acousto-optique (MAO2) intercepte la première onde décalée en fréquence (DEC) et génère une deuxième onde décalée en fréquence, dont la fréquence est décalée d'une valeur δf_2 , éventuellement négative, par rapport à l'onde décalée
- 15 (DEC), la deuxième onde décalée en fréquence formant l'onde de référence (REF), dont la fréquence est ainsi décalée en fréquence par rapport à l'onde incidente (INC) d'une valeur $\delta f = \delta f_1 + \delta f_2$, déterminant ainsi une différence de phase $\phi_i(t)$ connue entre ces deux ondes.
- 20 24. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel l'objet à imager (OBJ) est un tissu biologique.
- 25. Procédé d'imagerie acousto-optique selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel le
- 25 dispositif générateur de vibrations (TRANS) est utilisé pour obtenir une information acoustique de la zone (Dx, Dy, Dz) de l'objet à imager (OBJ), et dans lequel l'information numérique extraite à l'étape (f) est utilisée conjointement à ladite information acoustique.
- 30 26. Installation d'imagerie acousto-optique d'un objet à imager (OBJ) comprenant :
- des moyens pour générer une onde optique incidente (INC), de fréquence f_i , et une onde optique de référence (REF) de fréquence f_r , cette onde de référence

étant cohérente avec l'onde incidente (INC) et présentant avec elle une différence de phase $\phi_i(t)$ connue,

- un dispositif générateur de vibration pour faire vibrer dans une première direction d'objet (x_0) et à
5 une fréquence acoustique f_A une zone (Dx , Dy , Dz) de l'objet à imager (OBJ),

- des moyens pour appliquer ladite onde incidente (INC) sur l'objet à imager (OBJ), générant ainsi une onde signal diffusée (DIF),

10 - un dispositif de détection (DET),

- des moyens pour appliquer au moins une partie (SIG) de cette onde signal diffusée (DIF) sur le dispositif de détection (DET),

- des moyens pour appliquer l'onde de
15 référence (REF) sur le dispositif de détection (DET) sans la faire passer à travers l'objet à imager (OBJ), ce qui génère au point \underline{r} du dispositif de détection (DET) un interférogramme $I(\underline{r}, t)$ variant au cours du temps t , et

- des moyens (CALC) pour extraire de
20 l'interférogramme une information numérique et les coordonnées (U , V , W) d'un point de mesure de l'objet à imager, auquel l'information numérique est relative.

27. Installation d'imagerie acousto-optique selon la revendication 26 comprenant en outre les éléments
25 suivants :

- des moyens pour visualiser ladite information numérique relative audit point de mesure de l'objet à imager, et

- des moyens pour déplacer l'objet à imager
30 (OBJ).

28. Installation d'imagerie acousto-optique selon la revendication 26 ou 27, comprenant en outre un dispositif de filtrage spatial situé en aval de l'objet à imager.

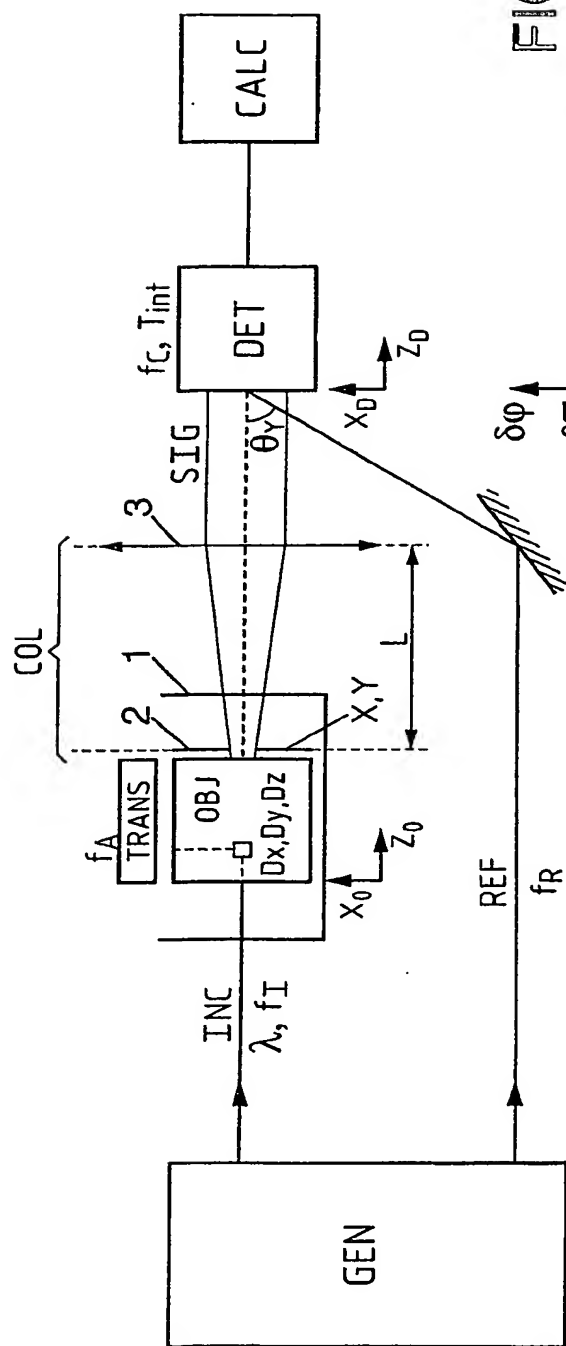


FIG. 1

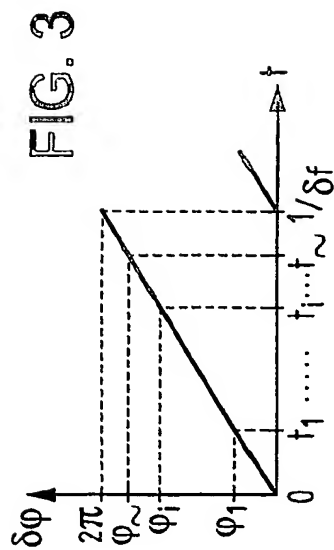


FIG. 3

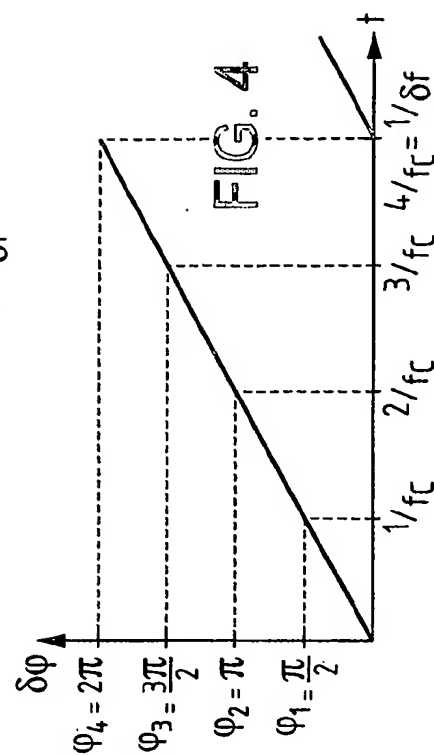


FIG. 4

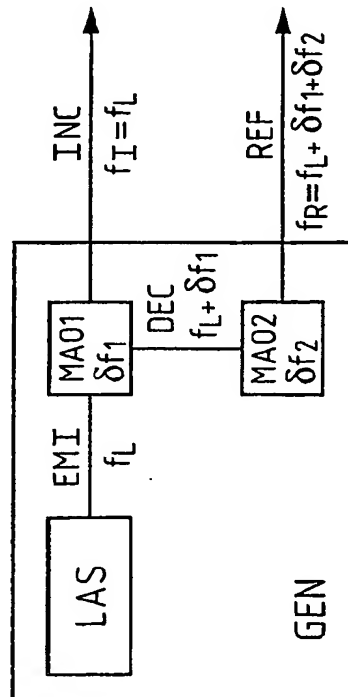


FIG. 2

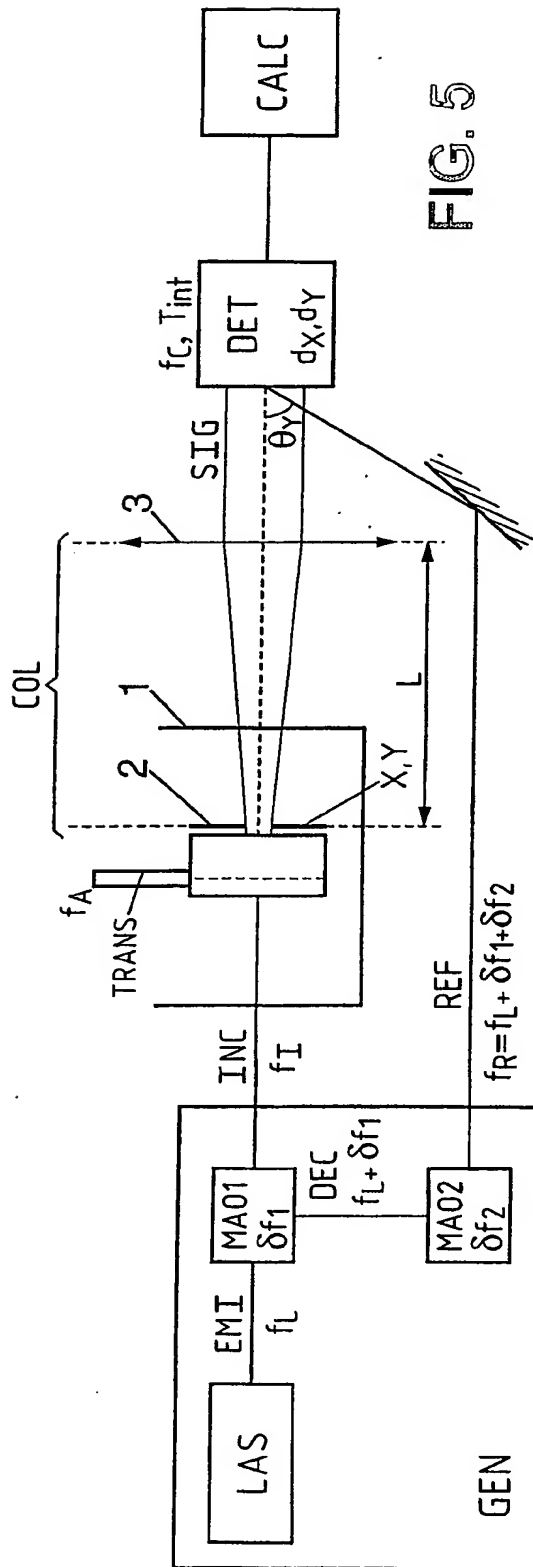


FIG. 5

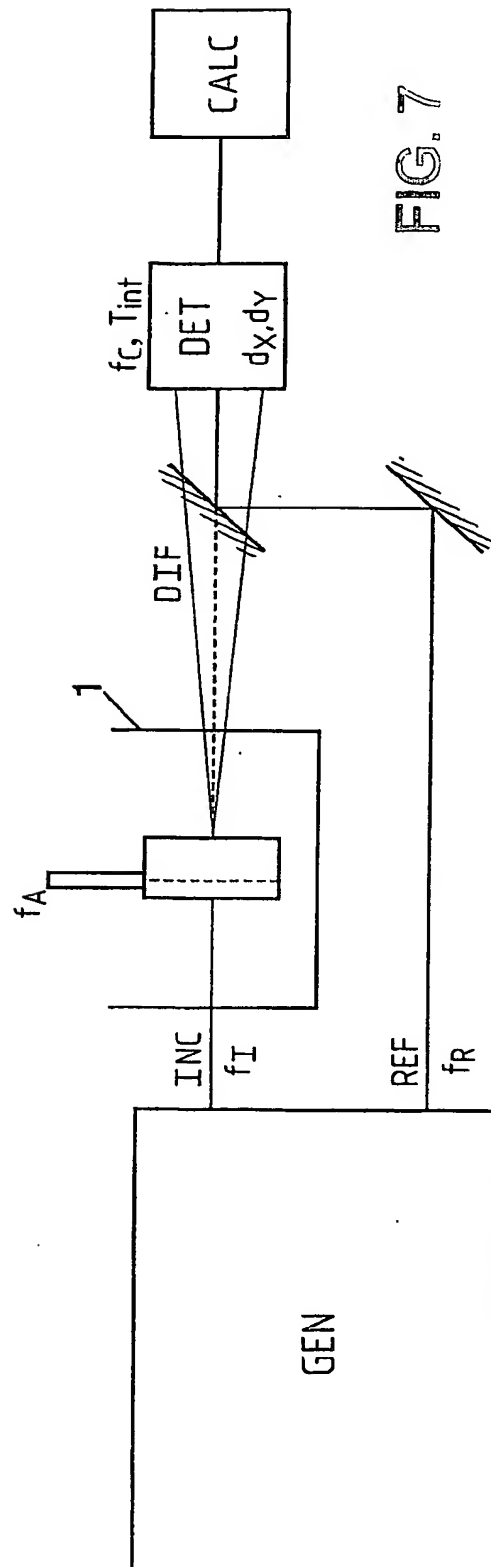


FIG. 7

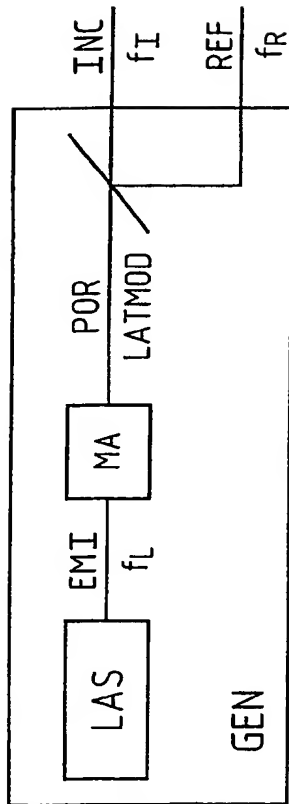


FIG. 8

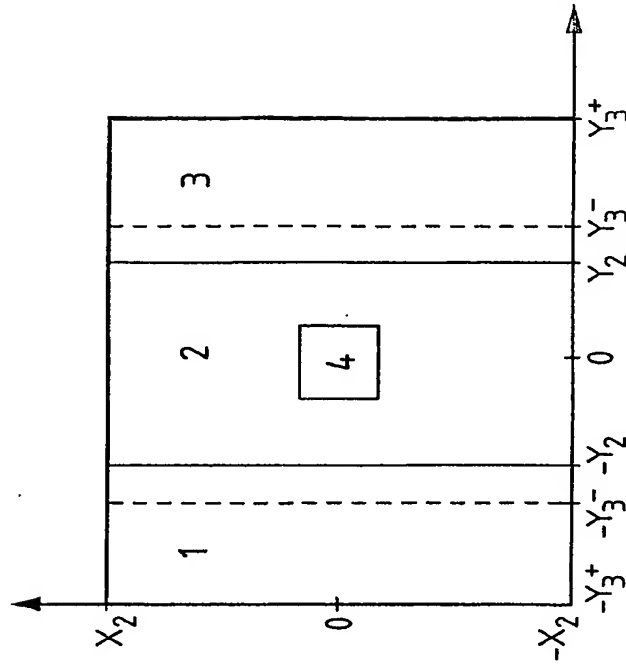


FIG. 6

